

A24

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI  
(c) 2001 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

009644961

WPI Acc No: 1993-338510/199343

XRPX Acc No: N93-261593

**Electronic monitor for hospital patient - uses arm or wrist strap  
containing sensors and transmitter which transmits data to remote  
receiver**

Patent Assignee: ARGAMAKOFF A (ARGA-I)

Inventor: ARGAMAKOFF A

Number of Countries: 001 Number of Patents: 001

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
FR 2686497	A1	19930730	FR 918192	A	19910626	199343 B

Priority Applications (No Type Date): FR 918192 A 19910626

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
FR 2686497	A1	12	A61B-005/02		

Abstract (Basic): FR 2686497 A

The patient monitor includes two units, one in the form of an armband or wrist-strap is worn by the patient and contains detectors for monitoring temperature, pulse frequency, blood pressure and breathing. The detectors are connected to an electronic processor which passes modulated coded signals to a short range micro-transmitter contained in the band or strap.

The second stationary unit is placed near to the patient or at a medical monitoring point where it receives the transmitted data via a radio wave receiver. The received data is compared with pre-established patient normal data and if the comparison reveals that limits, set by the patients doctor, are exceeded an alarm is sounded.

USE/ADVANTAGE - Provides equipment for patient monitoring by nursing staff when staff numbers are limited.

⑬ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
PARIS

⑪ N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

2 686 497

⑫ N° d'enregistrement national :

91 08192

⑤① Int Cl<sup>5</sup> : A 61 B 5/02

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑫② Date de dépôt : 26.06.91.

⑫③ Priorité :

⑦① Demandeur(s) : Dr. ARGAMAKOFF Alexis — FR.

⑦② Inventeur(s) : Dr. ARGAMAKOFF Alexis.

⑫④ Date de la mise à disposition du public de la  
demande : 30.07.93 Bulletin 93/30.

⑫⑤ Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche : *Le rapport de recherche n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.*

⑫⑥ Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire :

⑫④ Moniteur électronique de malades.

⑫⑤ L'invention concerne un dispositif capable d'assumer la surveillance automatique de malades, avec, comme référence avec quelque dispositifs similaires, existants déjà, ce que ces derniers sont reliés avec le patient, pour prélever sa pression sanguine, sa température, l'oxygénation etc, par des multiples cables et tuyaux, le clouant pratiquement au lit, alors que l'invention présent propose un dispositif sous forme d'une montre-bracelet ou d'un brassard contenant les capteurs, les circuits électroniques de traitement d'information et un microémetteur radio, transmettant les données du malade à un poste récepteur. Ce dernier compare l'information reçue avec les limites à tolérer, établies par le médecin et mémorisées par une carte magnétique individuelle, et déclenche l'alarme au cas de dépassement de ces limites par l'aggravation de l'état du malade: grace à ce dispositif, le malade conserve la liberté entière de ses mouvements.

FR 2 686 497 - A1



MONITEUR ELECTRONIQUE DE MALADES  
Inventeur: Dr. Alexis ARGAMAKOFF

- 1 L'invention a pour objet un dispositif électronique subminiaturisé et simplifié quant à l'emploi des composantes à l'extrême, dont le rôle est de prélever sur un malade hospitalisé ou à surveiller à domicile, - les paramètres essentiels de ses fonctions physiologiques, tels sa température, fréquence du
- 5 pouls, l'oxygénation du sang ( $\text{SatO}_2$ ), la fréquence respiratoire et évent. l'E.C.G., de transmettre ces renseignements par la voie télémetrique à un appareil moniteur proprement dit, ce dernier faisant la comparaison à une cadence déterminée de ces paramètres avec les valeurs préétablies par le médecin, - le dispositif signalant l'anomalie par l'alarme, lorsque les paramètres du malade franchissent le seuil tolérable.
- 10

Cet ensemble électronique devant pallier à la difficulté d'assurer la garde des malades à l'état pas trop grave, mais dont l'aggravation dramatique n'est pas à exclure, surtout durant la

15 nuit, où les services hospitaliers ont des problèmes d'avoir du personnel avec suffisamment d'expérience et de sens d'initiative.

L'appareil est destiné à combler cette lacune, assumant le contrôle nocturne, et même diurne des patients hospitalisés ou ou ambulants, ayant un certain risque d'avoir une rechute ou

20 une crise tant sur le plan respiratoire, coronnaire ou autre et se manifestant par la modification de ces paramètres physiologiques.

Le premier sous-ensemble à montage subminiaturisé, sous aspect d'une montre-bracelet ou d'un brassard à fixation sur l'avant-bras, le cou ou tout autre partie du corps approprié, comporte les capteurs des paramètres précités, l'électronique associée, alimentée par piles-"bouton" rechargeables et un micro-

25 émetteur TSF transmettant à une cadence déterminée les données essentielles du patient, cueillies sur les capteurs spécifiques tels de la température, fréquence du pouls etc. Ce micro-émetteur ayant une portée limitée à 10 ou 15 mtr à destination de l'appareil récepteur, accordé par quartz sur la même onde, que nous appellerons par la suite "moniteur-comparateur", en abrégé "MC",

30 placé de préférence à proximité du malade, p.ex sur sa table de chevet ou près du téléphone pour les malades à domicile. Bien entendu, les fréquences ainsi fixées correspondront à des bandes libres, CB p.ex. dont les harmoniques ne se repercutent point sur les fréquences d'émissions radio ou TV.

35

La "montre-bracelet" du patient, désignée par la suite "MB" aura - l'accord fixe avec le MC correspondant de manière que lorsque dans un hôpital se trouveront des multiples ensembles de surveillance automatique, on n'aura pas d'interférences: à chaque MB du malade correspondra seulement son propre MC du chevet.

40 Lors d'une crise dépassant les limites fixées par le médecin, le MC, constatant cette discrétance actionne l'alarme, soit en utilisant le câble de la sonnette du patient, soit par l'injection sur le réseau, ou passant par l'ordinateur central.

45

BEST COPY AVAILABLE

10

0

0

8

7

- 1 Ce même ensemble électronique MB + MC sera apte d'accompagner le patient à domicile, le MC étant branché par une prise intermédiaire, lors d'apparition de la situation critique du patient va effectuer automatiquement l'appel à la permanence médicale, medecin traitant, SAMU etc.
- 5 La MB, portée par le patient quasi en permanence, a été conçue pour ne pas le gêner d'aucune manière lors de sa veille ou le sommeil. La Fig.1 représente la MB (1) à brassard (2) fixée sur l'avant-bras du patient, (par "velcro" ou autre moyen). Fig. 5 représente schématiquement la constitution de la MB, composée
- 10 d'un boîtier plat (1) muni de voyant (26), des deux rubans du brassard (2-2'), 23- sont les fixations, p.ex. Velcro, dans le premier à double parois peuvent, pour ne pas encombrer le boîtier, loger les piles plates rechargeables, les anses (21-22) servent de contacts de l'alimentation, cette partie est détachable, pour pouvoir recharger les piles, un second ruban prenant le relais pendant que le premier est au chargement des batteries. Le ruban du brassard opposé (2'), contient les capteurs de la température (NTC, Pt-100 ou Si) et le dispositif
- 15 optoélectronique de mesure de l'oxygénation du sang, objet également de l'invention, ces deux capteurs (25 et 24) étant placés pour être, à la fixation, au niveau intérieure de l'aisselle. 27 et 28, sont des prises miniatures pour les capteurs supplémentaires, tels du volume de respiration, de l'ECG ou autres.
- 20 Fig.2, représente le récepteur de chevet, le "MC", ou (6) est la fiche du réseau, (7), la prise téléphonique intermédiaire, (5) l'antenne, (3) - le boîtier, (4), le clapet à fermeture à clef, 8, le voyant de fonctionnement. Fig. 3 représente le tableau de commande situé derrière le clapet (4), comprenant le contact de la mise en marche - 9, une série des boutons (10 et 11) par lesquels - le medecin fixera les limites min. et maxi. au-delà desquelles l'appareil MC aura la fonction de déclencher l'alarme.
- 25 13- est une fente, dans laquelle le médecin peut glisser la carte individualisée et préprogrammée du patient avec les paramètres à ne pas dépasser et autres consignes mémorisées. 12 et 14- sont les voyants affirmant la prise en charge des paramètres du patient. Fig.4, explicite le principe le plus simple de fonctionnement du MC, ou 15 est un récepteur-radio, piloté par quartz sur la fréquence précise du MB y correspondant, 16- est l'amplificateur/séparateur des modulations ou codages correspondant aux capteurs de la MB, 17 et 18, sont des filtres passe-bas et passe-haut, dont le niveau de passage a été fixé par les potentiomètres 10 et 11 de la Fig.3. Si les données physiologiques du patient se trouvent dans la limite normale, l'information émise par la MB est captée par le MC (sous forme de
- 30 fréquence ou du codage, traduisant le signal du capteur) ne passent ni par les filtres 17 ni 18. Au cas, où le seuil contrôlé par les pot's (10 ou 11) se trouve dépassé, en valeur max, ou minimum, l'information passe par un de ces filtres (17 ou 18) et après être convertis en DC, par le redresseur (19), fait déclencher l'alarme à la permanence du centre hospitalier ou par la liaison téléphonique.
- 35 Fig. 6 démontre le contenu du boîtier de la MB. 21' et 22' sont les anses de fixation, conduisant l'alimentation électrique. Les blocs fonctionnels constitués par les composants électroniques subminiaturisés de 30 à 37, seront repartis sur une platine à montage SMD. Le second ruban 2' de la brassière contient les câbles souples conduisant vers les capteurs animant ces en-
- 40
- 45
- 50
- 55

1. semble électronique, leur co-fonctionnement se trouve démontré sur l'organigramme sel. Fig. 11 et Fig. 12 (planche dessin II).

Avant de passer au commentaire de ces organigrammes, notons, qu'il est évident que si l'électronique associée aux capteurs contenus dans la MB fonctionnait en permanence, les piles-accumulateurs seraient déchargées en quelques heures. Pour prolonger leur activité, l'invention prévoit le fonctionnement de l'électronique durant quelques secondes seulement, suivie des longues pauses à consommation quasi nulle. Une particularité originale, permettant d'économiser la consommation, est l'utilisation de cette pause à durée variable en tant que vecteur informatif, indiquant p.ex. la température, fréquence respiratoire, l'oxygénation ou autre paramètre du patient. Ainsi, la durée de pause dans l'émission de la MB, est, selon l'invention une information sur un des paramètres du malade. De même, la durée de l'émission, peut être porteuse d'une autre information, les deux facilement déchiffrables, puisque le MC, contenant l'horloge peut numériser ces laps en termes d'information.

L'organigramme sel. Fig. 11 démontre le plan de fonctionnement de la MB, dans sa plus simple expression:  
 20 La batterie (BAT) dont le négatif est mis à la masse, alimente l'unité "temporisateur" (TE) à très faible consommation, en permanence, son rôle et sa puissance se limite d'actionner après une pause plus ou moins longue, un thyristor (T) actionné par l'impulsion la gachette (G). La durée de la pause est commandée  
 25 par le capteur de la température, p.ex. (A), la durée de l'impulsion maintenant la conductibilité du thyristor, est selon l'invention est actionnée par le capteur (B), de la fréquence du pouls, par ex. Durant ce temps d'action l'alimentation passe du thyristor à l'unité de stabilisation (St) de tension et alimente l'unité (MV) tout comme le poste émetteur (EM). Le MV, c'est un répartiteur à bascule actionné durant le temps imparti pour l'émission successivement les thyristors (T<sub>1</sub>) et (T<sub>2</sub>). L'alimentation stabilisée met ainsi en action le modulateur ou codeur (MOD<sub>1</sub>) et ensuite le (MOD<sub>2</sub>), l'un œuvrant l'information p.ex. du capteur (C) de la pression sanguine, l'autre du capteur (D), de l'oxygénation du sang (appelé SatO<sub>2</sub> ou l'oxymétrie). Ces deux modulateurs, reliés au micro-émetteur (EM) passent successivement l'information (C) et (D) sur l'antenne.  
 35 Ainsi, l'émetteur (EM), par la durée de pause, de l'émission et par les fréquences de ces deux modulations, transmet au poste récepteur MC quatre paramètres A-B-C et D du patient.

Sur cette action conjuguée d'une fiabilité et simplicité extrême s'adaptent tous les circuits électroniques appropriés: Fig. 13 démontre le fonctionnement d'un ampli paramétrique intégré en SMD à l'entrée FET (le TL0271C, p.ex.), où la conjugaison du diviseur de tension (R<sub>1</sub>/R<sub>2</sub>) agissant sur l'entrée '+' du CI, la division de la tension de sortie par deux résistances variables (R<sub>3</sub> et R<sub>4</sub>) en contre-réaction sur l'entrée '-' du CI avec la capacité (C<sub>1</sub>) assez importante, vont générer les pulsations durant  
 50 quelques secondes (t<sub>a</sub>) et des longues pauses (t<sub>p</sub>) d'une minute ou plus: si on met en tant que R<sub>3</sub> une thermistance mesurant la température du sujet, cette dernière va déterminer le T<sub>p</sub>, la pause, inversement le signal du capteur (B) exprimé par la valeur de résistivité R<sub>4</sub> - va déterminer le temps d'action cad. de l'émission (t<sub>a</sub>).

L'organigramme selon Fig. 12 est en principe le même, que celui du Fig. 11. La seule différence reside en ce que le répartiteur  $MV_1$ , identique à celui du Fig. 11, alimente deux autres répartiteurs par la mise en conductivité de ses deux thyristors, successivement le  $MV_2$  et ensuite  $MV_3$ . Ces deux derniers,  $MV_2$  et ensuite  $MV_3$  mettent en état de conductivité successivement les quatres thyristors, lesquels à leur tour alimentent successivement les quatres modulateurs ou codeurs, à savoir  $MOD_1$  à  $MOD_4$ . Ces derniers interrogent les capteurs B, C, D, et E, faisant passer sur l'antenne du micro-émetteur EM les 4 informations des paramètres du patient sous surveillance. Etant donné que l'interrogation et l'émission des 4 paramètres prend le double de temps, il a été rénoncé à commander le temps  $t_p$  par un capteur, seul le capteur "A" intervenant à la commande du temps de pause  $t_a$ .

Fig. 14, demontre le stabilisateur de tension en SMD dans la shéma conventionnel. - LM317 peut être employé, en partant de la tension de 6V p.ex., par  $R_5$  on fixe la tension stabilisée à 5 Volts. Fig. 15, démontre le shéma du repartiteur utilisant les FET's tels: BF 512 SMD, ici, avec des capacités réduites ( $C_2$  et  $C_3$ ) on pourra utiliser les  $R_6$  et  $R_7$  fort élevées, ce qui va reduire la consommation en courant à l'extrême. Ce meme shéma peut servir en tant que répartiteurs  $MV_2$  et  $MV_3$ . En tant que modulateurs peuvent servir les mêmes multivibrateurs selon Fig 15, ou en cas d'emploi d'une fréquence double, c'est le cas notamment avec l'oxymetrie  $SatO_2$ , le shéma à 3 FET' peut servir, sel. Fig. 16. Le transistor à unijonction (p.ex. Type 2N2646) à très faible consommation et necessitant le minimum en composants, - sel. Fig. 17 peut servir comme modulateur, faisant la conversion d'une tension fourni par le capteur ou une résistivité (thermistance p.ex.) en fréquence, apte à moduler l'onde porteuse du micro-emetteur EM. En utilisant comme capteurs les ceramiques piezoélectriques, ou des PV2DF un FET actionnant la grille, pourra servir comme convertisseur d'impédance (follower).

Une résistance variable, telle NTC peut être branchée directement entre la grille et anode  $A_1$  de l'Uj (Fig. 17)- faisant varier la fréquence de modulation en fonction de la température ou autre parametre pouvant être exprimé par la variation de resistivité. Une fort interessante possibilité est ouverte par la présente invention, et qui consiste à enrober deux thermistances miniatures (d'un diamètre entre 0,2mm et 0,01mm, mises une-contre-l'autre, dans une gouttelette de résine polymerisante. Un tel quadrupole selon Fig. 18, dont la thermistance coté droite est galvaniquement separéede celle, coté gauche: la thermistance coté gauche, dont la résistance est optimisée à l'impédance de sortie d'un capteur ou capteur-preampli, consomme en tant que charge, la puissance du signal (event. amplifié), en dissipant la chaleur Joule sur la gouttelette de résine, faisant ici l'integrateur. La thermistance, coté droite fonctionne en tant que thermometre, et commande par sa variation de la résistivité, p.ex. la frequence générée par le circuit à unijonction, sel. Fig. 17. Une telle conception peut être mise en valeur par deux modes d'exploitation: Le capteur (optoelectronique ou piezo) donne des impulsions à chaque battement du pouls, ces impulsions agissant sur un Schmidt-trigger déclanchent à amplitude et duree égale, quelque soit la forme de l'impulsion du pouls, seule sa fréquence sera rendue: il est evident que dans l'intégrateur (gouttelette de résine, ou un condensateur à décharge constante), chaque impulsion va provoquer un pic voltaïque ou ther-

1 mique rapidement décroissant sel. l'exponentielle (Fig.18b).  
 Avant qu'il y a lieu d'extention, une nouvelle pulsation arrivant,  
 et comme la forme de chacune d'elle est identique, seule la fre-  
 quence du pouls détermine la moyenne ( $V_m$ ) en terme de la tension  
 ou de la résistance "R" représentant ainsi le fréquence de la  
 5 fonction cardiaque. Un deuxième mode d'exploitation, c'est de  
 faire dissiper le signal du capteur du pouls, sans passer par le  
 Schmidt-trigger, en reconstituant par l'amplification fidèlement  
 sa courbe de montée et descente en termes de temps et d'  
 amplitude. La thermistance coté gauche (fig.18a) va convertir  
 10 la puissance  $W_m$ , contenue dans chaque battement du pouls, ce  
 qui permet, en comptant les pics par sec. de calculer la puis-  
 sance des battements du coeur, et par là, dans une certaine me-  
 sure la pression sanguine du patient. La mesure, l'intégration  
 et la conversion des données fournis par les capteurs peut se  
 15 faire dans le cadre de cette invention, par bien d'autres moyens,  
 l'avantage du convertisseur à 2 microthermistances sel. Fig. 18  
 réside en ce que l'ensemble n'occupe qu'un  $mm^3$  de volume et asso-  
 cié avec le dispositif sel. Fig. 17a - l'ensemble de 0,3  $cm^3$  de  
 volume ne consomme que 200 $\mu$ A sous 5 V de tension.

20 Quant au micro-émetteur contenu dans la MB, toute conception  
 (système Colpitt, Wien etc.) s'avère comme utilisable, mais le  
 montage utilisant les FET à SMD a comme avantage, qu'a faible  
 consommation (de 100 $\mu$ A p.ex.) le rendement antenne des FET's  
 se situe à 50%, alors que les transistors bipolaires n'atteignent  
 25 que 3 à 5%. Fig.19 démontre p.ex. l'émetteur réalisé par un TTL.

Quant aux capteurs de paramètres physiologiques du patient, une  
 observation s'impose: les impératifs d'économie de l'énergie  
 compte tenu de petitesse des piles, impose à la MB le temps d'  
 30 émission (de consommation) le plus court, espacé du temps de  
 pause le plus long. Une partie des paramètres du patient, tel-  
 les la température, la pression sanguine, l'oxygénation - sont  
 quasi stationnaires, leur évolution se déroule lentement: le pa-  
 ramètre se trouvant sur le capteur, dès que l'alimentation est  
 35 branchée, le prélèvement peut se faire en fraction de seconde.  
 D'autres paramètres, telles le fréquence du pouls, de respira-  
 tion, l'analyse du potentiel ECG, nécessitent des dizaines de sec.  
 pour quantifier ces processus et de calculer la moyenne. Par ces  
 raisons précises les convertisseurs du signal éfugace (respira-  
 40 tion, pouls), sel Fig.18 ou 21 sont fort utiles, - car à consommation  
 infime, ils conservent (par capacité à décharge lente) la moyenne  
 en tant que mémoire, laquelle peut être cueillie tout comme la  
 température, en une fraction de seconde.

Quant à la durée de pause, elle impose l'emploi d'un ou de  
 deux capteurs particuliers: Supposons que la pause soit fixée à  
 45 2 minutes, et le malade subit l'arrêt brusque de la respira-  
 tion ou de la fonction cardiaque. L'alerte peut être déclenchée  
 dans ces conditions deux minutes plus tard, et le temps pour que  
 le secours arrive peut être fatal! Pour ces raisons, précisément  
 la MB comporte deux prises extérieures 27 et 28, Fig.5, sur les-  
 50: quelles pour les patients comportant ces risques, auront les cap-  
 teurs "tout-ou-rien" particuliers, sel. Fig.9 et 10. Selon l'  
 l'invention un tel capteur (Fig.10) peut être sous forme d'une  
 bande "a", fixée (au moyen de Velcro, "f,i") autour du thorax du  
 patient. L'anneau plat "e,d" contenant le générateur dynamomé-  
 55 trique (Fig.7) sur lequel à chaque respiration du patient s'exer-  
 ce une pression résultante de la variation de circonférence de



- 1 la cage thoracique. Ce capteur (sel. Fig.9) composé des piezo-  
générateurs (céramiques,  $PV_2DF$  multimorphes, électromagnétiques  
ou autres) a comme fonction de convertir le travail musculaire  
d'inspiration, se manifestant en tant que pression entre deux  
anneaux "e" et "d" - en un potentiel électrique redressé, le-  
quel pourra charger le condensateur "c", sel. Fig. 21. Ce der-  
nier à décharge constante (R), aura un potentiel de charge per-  
pétuellement renouvelé par l'activité pulmonaire "v" qui sera  
plus ou moins élevé, selon l'intensité et la fréquence res-  
piratoire du patient. La "veilleuse" à FET (Z) sera bloquée sous  
cette tension, n'exerçant nul action. A l'arrêt ou trouble respi-  
ratoire grave, la charge du condensateur (C-R) va baisser demé-  
surement, la "veilleuse" Z, à la sortie "S" va agir p.ex. sur  
la résistance "R<sub>3</sub>" du temporisateur (Fig.13) ce qui va déclan-  
cher instantanément l'alerte. Cette même ceinture (Fig.10)  
peut comporter les électrodes ECG, ou un micro, captant le bruit  
du coeur ou tout autre dispositif de contrôle, agissant de même :  
manière sur la veilleuse (Fig.21) ou tout autre dispositif de  
sécurité, agissant sur le micro-émetteur, outrepassant les élé-  
ments de la veille cadencée.
- 20 Les capteurs associés aux éléments de la veille cadencée  
c.a.d. à l'interruption plus ou moins longue, sont en l'occu-  
rence:
  - a) Le capteur de la température intégré à la MB (thermi-  
stance NTC, Pt-100, ou Silicium (KTY 10,11,TSF-102F etc.)
  - 25 b) Le capteur d'oxygénation du sang (SatO<sub>2</sub>) - L'invention  
comporte une solution inédite et fort efficace: un  
prisme sel. Fig. 7, en matériau transparent (plexiglas)  
est taillé à l'angle  $\alpha$  conférant à la réflexion totale  
du faisceau envoyé sur la surface plane "m" et qui sorti-  
30 ra intégralement de cette surface, dont de sa moitié: "n".  
Si on applique ce prisme sur la surface cutanée dont  
l'indice de réfraction est bien plus important que celui  
de l'air, une partie de ce faisceau va se dissiper dans  
le tissu, - dont une fraction, par effet de dispersion  
35 va revenir dans ce même prisme. Or, dans le tissu  
l'élément à l'absorption et réflexion variable, - est  
le sang, dont l'artériel (HbO<sub>2</sub>) démontre sur le tracé  
Fig.7A l'absorption spectrale tout différent. du sang  
désoxygéné (Hb), le premier absorbe près de 90% sur la  
40 longueur d'onde de 940nm, alors que le second, -80% sur  
 $\lambda = 660nm$ . Sel. l'invention, nous équipons un tel  
prisme, Fig. 8, d'un émetteur LED infrarouge à  $\lambda = 940nm$   
à l'endroit p.ex. "m" en plaçant une photodiode (IR) sur  
"n", l'absorption sanguine oxygénée va se répercuter sur  
45 l'infrarouge capté, puisque la perméabilité spectrale  
cutanée, subcutanée et la dispersion tissulaire demeurent  
constants. De même. en fixant un second prisme (en  
sens inverse) "L", Fig.8, l'invention prévoit de placer  
une LED rouge ( $\lambda = 660nm$ ) ou verte. Les deux signaux prélevés  
50 sur photodiode Si, sensibilisée pour l'IR, et photoresist.  
p.ex. au CdS ou CdSe (sensible sur rouge et vert) peuvent,  
modules ou non, être mises sur le pont Wheatstone- et la  
tension différentielle nous donnera la teneur en Oxygène  
et, également la fréquence du pouls, particulièrement ma-  
55 nifeste sur la bande spectr. verte. ( $\lambda \approx 590nm$ ).

- 1 c) La tension électrique reproduisant le battement  
du pouls, peut également, selon l'invention être  
généralisée par une bi-lame piezo-sensible (Titanate  
Barium ou autre céramique,  $PV_2DF$  bi- ou multi-mor-  
phe, etc.), placée sel. Fig.6, sur l'anse de la MB  
5 ou même à l'intérieur du boîtier, l'anse s'appuy-  
ant sur une telle lame piezo-génératrice, par la  
tension de fixation de la brassière (2'), et tradu-  
isant, comme pour un tensiomètre conventionnel, outre  
10 la tension constante de fixation, les pulsations al-  
ternatives de battement cardiaque.
- d) La MB, sel. invention peut, par la prise 28, p.ex.,  
recevoir d'autres capteurs, particulièrement adap-  
tés à la pathologie spécifique du patient donné (ne-  
urologie, cardiologie, pneumologie, pédiatrie etc.).  
15 Aussi les analyseurs des gaz ( $O_2$ ,  $CO_2$ ) placés au  
contact cutané, p.ex. sur la surface arrière de la  
MB, peuvent trouver une application intéressante.

20 L'économie de place, réalisée par la subminiaturisation de  
l'électronique interne de la MB, tels - les préamplis des cap-  
teurs, les modulateurs ou codeurs, les veilleuses des crises  
extrêmes, etc., permet en effet faire usage du Microproces-  
seur sous sa version miniaturisée. Dans un tel cas, le Micro-  
processeur peut assumer le contrôle des piles, la temporisa-  
tion des émissions, le transfert des valeurs de capteurs sur  
25 les modulateurs et programmation de leurs émissions dans le  
temps, tout comme le déclenchement d'alarme en cas de crises  
graves.

30 Fig.20 représente schématiquement la répartition des tâ-  
ches pouvant, entre autres, d'être accomplies par le  $\mu P$  à  
8 Bit, p.ex. event faisant appel à des systèmes auxiliaires,  
bien que d'autres modes d'exploitation devenues routinières  
peuvent être valablement appliqués.

35 Du côté gauche se trouvent les capteurs, de haut-en-bas-  
le capteur thermique de température, un bi-lame sismogra-  
phique du pouls, une piezobatterie de l'activité respiratoi-  
re, et, tout en bas,  $LED_1$  (IR) et  $LED_2$  (rouge ou vert) alimen-  
tés par le générateur de pulsations (gp) pour contrecarrer  
l'influence de la lumière ambiante. En cas d'emploi de deux  
fréquences distinctes, le générateur à 3 FET's a très fai-  
ble consommation, peut être valablement utilisé. Les deux  
40 photocapteurs ( $Pho$  et  $PhR$ ) donnent la valeur différentielle  
représentant la teneur en Oxygène dans le sang, en tant que  
signal. L'horloge détermine et commande le rapport émission-  
pause; dès l'émission, la fonction du microprocesseur entre  
45 pleinement en action, durant la pause le  $\mu P$  demeure à faible  
consommation. \*) p.ex. sel. Fig.16.

50 Sur le microprocesseur pourront être programmées les  
cadences respectives d'interrogation de chaque capteur, le  
prélèvement de signaux traduisant les paramètres physiolo-  
giques, après leur alignement, se fera par la fonction de  
multiplexage (MPX) du microprocesseur: les liaisons reci-  
proques de la fonction à microprocesseur, représentés sur  
Fig. 20 à titre schématique peuvent être réalisés autrement.

REVENDICATIONS

- 1) Dispositif destiné à assurer la surveillance automatique des malades à risque de rechute, caractérisé en ce qu'il se compose des deux unités, l'une sous forme d'une "montre-bracelet" ou d'un brassard, porté par le malade à surveiller et contenant essentiellement les capteurs de ses paramètres physiologiques, tels de la température, de la fréquence du pouls, de sa pression sanguine, de l'oxygénation (SatO<sub>2</sub>) et de la fréquence respiratoire, ces capteurs, séparément ou globalement aboutissant à des éléments électroniques de traitement des informations issues de ces capteurs et qui sous une forme codée ou de modulations sont émis par un microémetteur intégré de courte portée, sur l'onde "CB" ou autre, la seconde unité stationnaire, placé à proximité du malade ou à la permanence du centre médical, est appelée à recevoir par la voie radio l'onde porteuse des dits paramètres du malade, et après une transformation adéquate de ces informations, de faire la comparaison avec les données, considérés comme normales, pouvant être préétablis pour le malade concerné, par le médecin-traitant dans leurs limites tolérables et déclanchant l'alarme lorsque les paramètres physiologiques du malade dépassent ces limites ou accusent une tendance à les dépasser à breve échéance.
- 2) Dispositif selon la revendication 1 caractérisé en ce que pour économiser l'usure des batteries, la "montre-bracelet" contient un dispositif électronique de temporisation faisant passer l'émission des paramètres du malade rapidement, l'émission étant suivie des pauses plus ou moins longues, les durées de l'émission ou de la pause, ou bien les deux, étant utilisés comme facteur d'information de la température, du fréquence du pouls ou d'un autre paramètre du malade.
- 3) Dispositif selon les revendications 1 et 2, caractérisé en ce que la "montre-bracelet" (appelée par la suite "M-B") contient les éléments électroniques recevant les signaux issus des capteurs, sous forme d'un potentiel électrique variable, une résistance ou une fréquence représentant un paramètre physiologique donné du malade, amplifient ces signaux et les transforment sous forme adéquate pour pouvoir être émises par le micro-émetteur intégré, fonctionnant de préférence en modulation de fréquence.
- 4) Dispositif selon les revendications 1 à 3, caractérisé en ce que le temporisateur qui délimite la durée de l'émission transmettant les données du malade au poste récepteur-comparateur, ainsi que la durée de la pause, fonctionne en permanence à très faible consommation, actionnant pour la durée de l'émission le thyristor, lequel, à l'état "allumé" conduit le courant d'alimentation sur les éléments électroniques de repartition, d'interrogation des capteurs, de la modulation ou codage de leurs signaux et de l'émission téléométrique de ces données.
- 5) Dispositif selon les revendications de 1 à 4, caractérisé en ce que en tant que distributeurs qui conduisent les signaux des capteurs vers les modulateurs ou codeurs, permettant leur transmission téléométrique par le microémetteur, l'invention utilise les multivibrateurs ou bascules du type Schmidt-trigger,

- les oscillations rectangulaires generées par deux transistors à effet de champs reliées en contreréaction par les RC, basculant alternativement d'un transistor à l'autre, alimentent alternativement les gachettes des deux thyristors les mettant ..
- 5 durant l'action de l'onde en état de conductivité, ces deux thyristors alimentent les circuits électroniques conduisant et modulant les signaux issues des capteurs sur l'entrée du micro-émetteur, ce dernier le transmet ces signaux, codés ou non, par la voie télémetrique à l'unité stationnaire réceptrice.
- 10 6) Dispositif selon les revendications de 1 à 5, caracterisé en ce que la fonction du temporisateur (revend. 2 et 4) peut être assumé par un microprocesseur, qui sera en mesure de convertir les signaux émanant des capteurs en expression digitale, gerer ces informations en les mettant sur l'antenne du micro-
- 15 émetteur durant des laps de temps voulu, et délimitant la durée des pauses, durant lesquelles la consommation globale de l'ensemble électronique de la M-B en courant d'alimentation serait reduite à un minimum insignifiant.
- 7) Dispositif selon les revendications de 1 à 6, caracterisé
- 20 en ce que, le poste de reception stationnaire assumant la fonction du moniteur-comparateur, doté d'un recepteur-radio accordé par quartz à l'onde porteuse de la montre-bracelet, contient un systeme de discrimination et de traitement des signaux à microprocesseur, signaux émises par la M-B, ces signaux à chaque reception étant comparus avec les valeurs physiologiques minimum et maximum tolerables, préétablis par le medecin soit par les
- 25 organes de réglage, tels les potentiometres, soit par la lecture et memorisation de la carte magnétique preprogrammée individuellement pour le malade donné, ce poste de reception procédant à la comparaison de l'information émise par la M-B avec ces valeurs, quant au p.ex. rythme cardiac, oxygénation dusang, etc., étant memorisées, en tant que "tolerables" - et lorsque les données émises sur le malade dépassent ces limites (par aude-
- 30 ssus ou aude sous), ce poste de réception déclanche le signal d'alarme, soit en agissant sur le cable de sonnerie existant, soit par transmission d'alarme sur le réseau, soit en effectuant automatiquement l'appel téléphonique au centre permanent d'écoute de l'hôpital ou d'une service de secours et capable de transmettre outre le signal d'alarme eventuellement l'information sur
- 35 la nature de la défaillance du malade.
- 8) Dispositif selon les revendications de 1 à 7, caracterisé en ce que le poste de réception stationnaire et muni des circuits électroniques d'alimentation et de contrôle susceptible de contrôler automatiquement le bon fonctionnement des capteurs et circuits de la montre-bracelet dans son ensemble, et d'autre part de
- 45 charger en énergie électrique les accumulateurs ou les condensateurs, dits "Goldcap", assurant le fonctionnement de la M-B en reserve d'énergie d'alimentation durant plusieurs jours.
- 9) Dispositif selon les revendications de 1 à 8 caracterisé en
- 50 ce que, la montre-bracelet, pouvant envoyer toutes les informations issues des capteurs et convertis en fréquence de modulation, non successivement, l'une après l'autre, mais simultanément, le microprocesseur du poste de réception stationnaire, utilisant par sa programmation l'analyse Fourier..dequante la multitude des fréquences reçues et superposés l'une sur l'autre en fré-
- 55 quences initiales, dont chacune corresponde à l'information émise par le capteur correspondant.

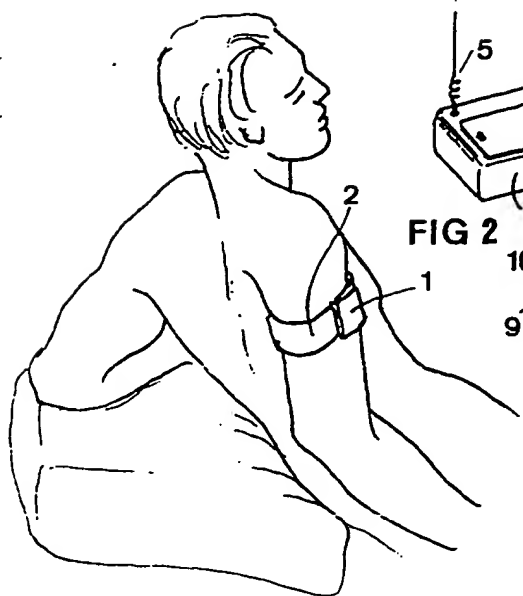


FIG 1

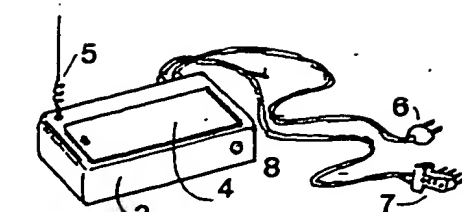


FIG 2

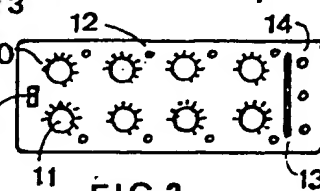


FIG 3

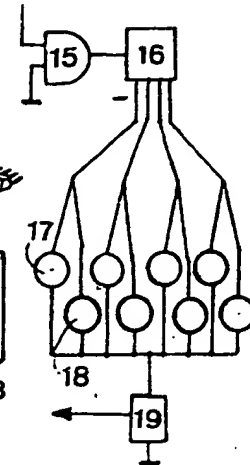


FIG 4

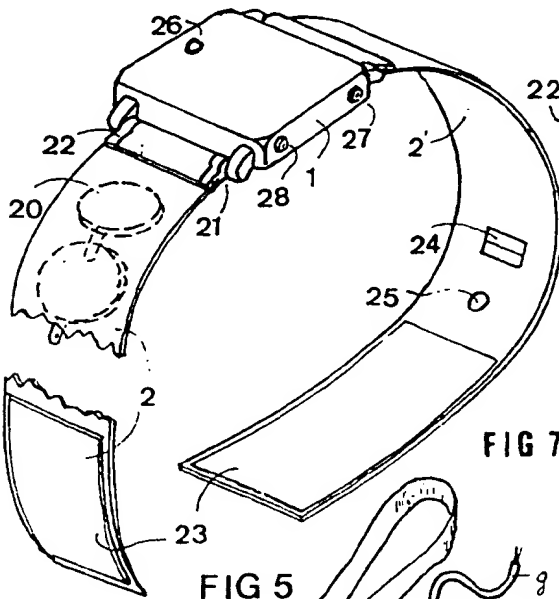


FIG 5

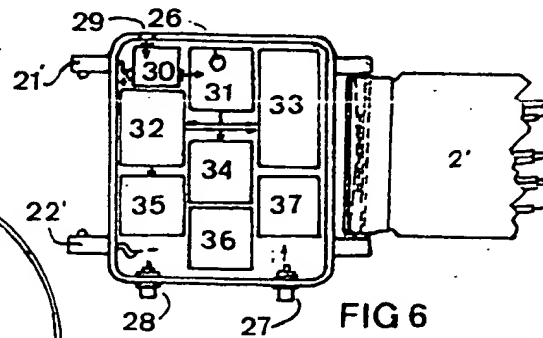


FIG 6

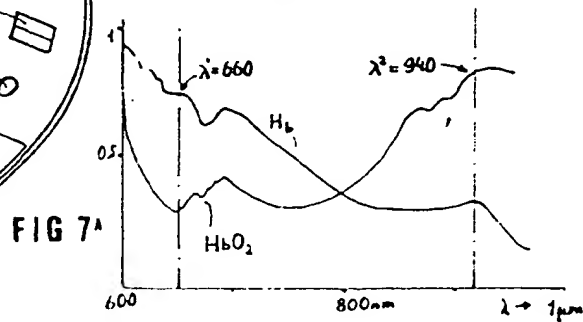


FIG 7

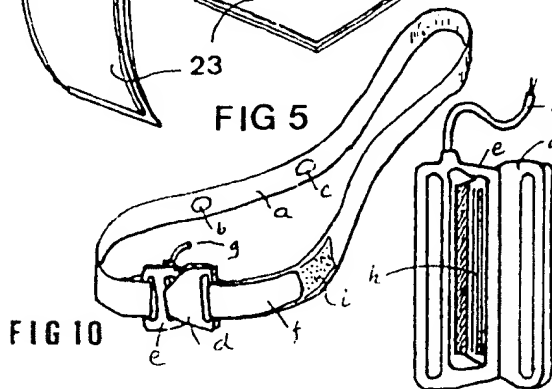


FIG 10

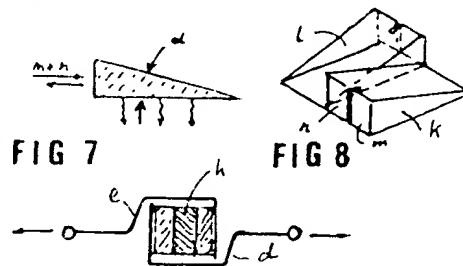
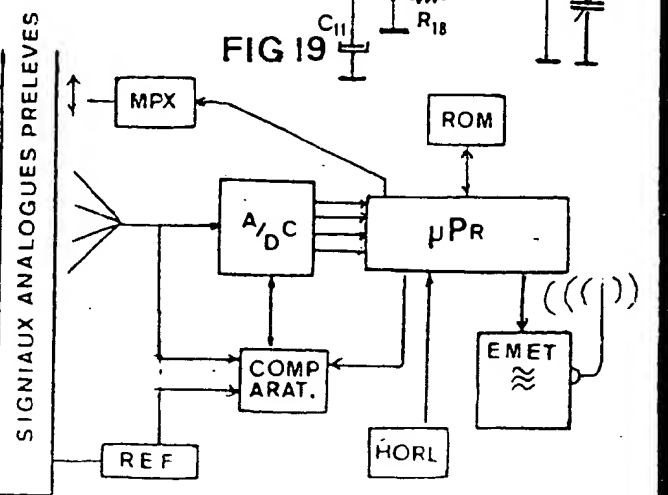
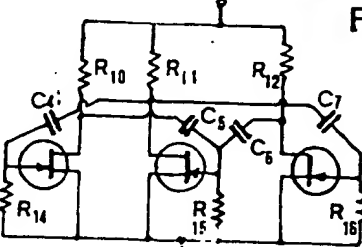
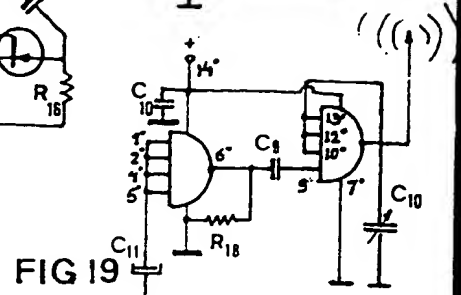
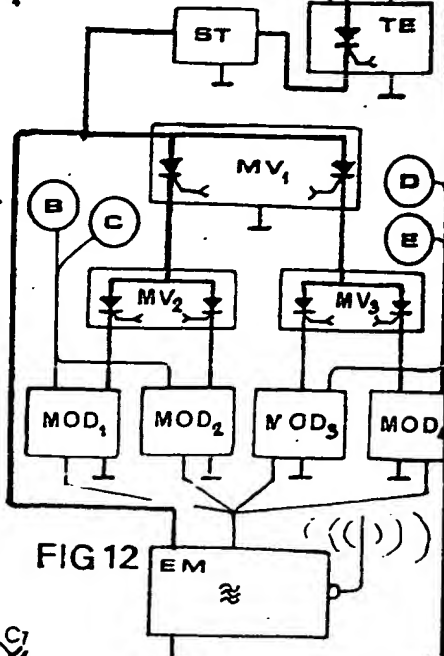
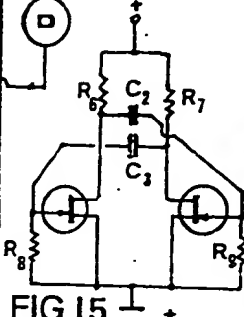
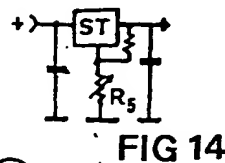
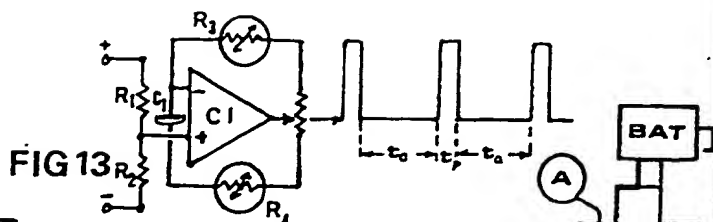
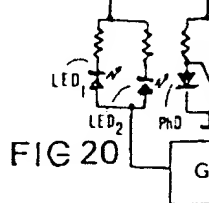
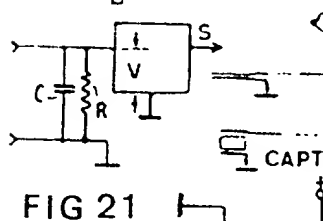
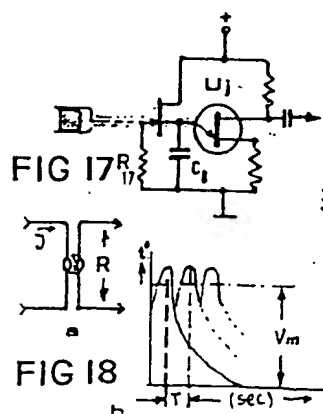
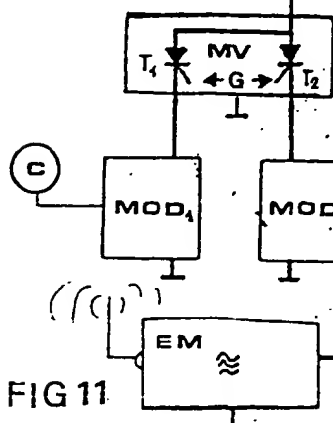
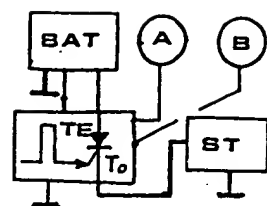


FIG 7

FIG 8

FIG 9



## SIGNIAUX ANALOGUES PRELEVES